

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-120384

(43)Date of publication of application : 12.05.1995

(51)Int.Cl. G01N 21/49
A61B 10/00
G01N 21/17

(21)Application number : 05-266062

(71)Applicant : HITACHI LTD
TOKAI UNIV

(22)Date of filing : 25.10.1993

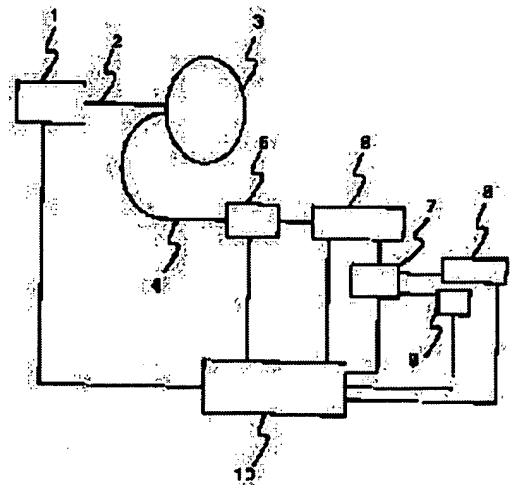
(72)Inventor : YAMASHITA YUICHI
MAKI ATSUSHI
KAWAGUCHI FUMIO
ITO YOSHITOSHI
SHINOHARA YUKITO
TAKAGI SHIGEJI
HAIDA MUNETAKA
SHINOHARA NOBUAKI

(54) METHOD AND APPARATUS FOR OPTICAL MEASUREMENT

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide a tomographic image measuring method for biological function and its apparatus by light which can be miniturized.

CONSTITUTION: A beam of radiant light from a light source part 1 which is composed of a total of six wavelengths of three different wavelengths within a wavelength region of 500 to 600 nm and of three different wavelengths within a wavelength region of 750 to 850 nm, is cast on an object 3 to be inspected, at every wavelength through an optical fiber 2 for sequential irradiation. Beams of reflected light from the object to be inspected is detected by a photodetection part 5 via an optical fiber 4 for detection, which is arranged at an arbitrary distance of within 20 to 40 mm from the light irradiation position of the object 3 to be detected, and a detected result is stored in a reflected light quantity storage part 6. Then, the wavelength of a beam of radiant light from the light source part 1 is changed over to the second wavelength, and a quantity of reflected light is measured in the same manner. After quantities of reflected light of all the wavelengths have been measured, the quantities of reflected light of the individual wavelengths are processed as tomographic image in an operation part 7 and displayed on a display part 8. Thereby, biological functions from the surface of a living body to the inside can be decided sequentially by a simple data processing operation.



BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-120384

(43) 公開日 平成7年(1995)5月12日

(51) Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 1 N 21/49	A	9118-2J		
A 6 1 B 10/00	E			
G 0 1 N 21/17	A	9118-2J		

審査請求 未請求 請求項の数4 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平5-266062

(22) 出願日 平成5年(1993)10月25日

(71) 出願人 000005108

株式会社日立製作所

東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地

(71) 出願人 000125369

学校法人東海大学

東京都渋谷区富ヶ谷2丁目28番4号

(72) 発明者 山下 優一

東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(72) 発明者 牧 敦

東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(74) 代理人 弁理士 小川 勝男

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光計測方法および装置

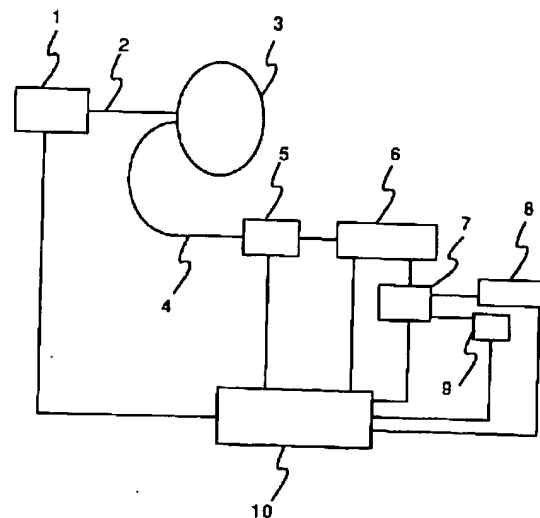
(57) 【要約】

【目的】 小型化可能な光による生体機能断層像計測方法および装置を提供する。

【構成】 波長領域500から600nm内で異なる3波長と、波長領域750から850nm内で異なる3波長の合計6波長からなる光源部1からの放射光を、波長ごとに順次照射用光ファイバ2で被検体3に照射する。被検体の光照射位置から、20から40mm内の任意の距離を隔て配置された検出用光ファイバ4を介して、被検体からの反射光が光検出部5で検出され、検出結果は反射光量記憶部6で記憶される。次に光源部1からの放射光の波長を二番目の波長に切り替え、同様に反射光量を計測する。全ての波長に対する反射光量を計測した後、各波長の反射光量は演算部7で断層像として処理され、表示部8で表示される。

【効果】 生体表面から内部にかけて生体機能を順次簡便なデータ処理で決定できる。

図6



(2)

特開平7-120384

1

【特許請求の範囲】

【請求項1】複数の異なる波長領域からなり各々の波長領域内でさらに複数の異なる波長から構成される光を被検体に照射し、前記被検体から反射される光を検出し前記被検体表面部分の情報の一つの波長領域の反射光から決定し、前記情報を用いて前記被検体の内部の深い部分の情報を他の波長領域の反射光から順次決定し、前記被検体の情報を深さ方向の断層像として計測することを特徴とする光計測方法。

【請求項2】400nmから2000nmの波長範囲にあり、100nm幅以内の2個以上の異なる波長領域内で、さらに各々の波長領域で2個以上の異なる波長の光からなる光源部と、該光源部からの光を被検体に照射する光導入部と、前記被検体から反射された光を検出する光検出部と、該光検出部による検出光データから前記被検体表面部から内部にかけて順次断層像を各波長領域ごとに算出する演算部と、該演算部での演算結果を表示する表示部と、前記演算結果を記憶する記憶部と、これら各部を制御部とから構成されることを特徴とする光計測装置。

【請求項3】前記光源部はパルス光を放射する光源であり、前記検出部は前記被検体からの反射光を時間分解計測し、前記演算部は前記検出部による検出光データから前記被検体表面部から内部にかけて順次断層像を各波長領域ごと及び各検出時間ごとに算出することを特徴とする請求項2に記載の光計測装置。

【請求項4】前記光導入部は前記光源部から放射される光を前記被検体の複数部位に実質的に同時に照射し、前記検出部は各々の光照射位置の近傍の複数の位置で光を検出し、前記被検体の広い空間領域で被検体内部の断層像を計測することを特徴とする請求項2または請求項3に記載の光計測装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は生体内部の情報を光を用いて測定する方法及び装置に関する。

【0002】

【従来の技術】脳疾患などの予防診断、または定常的な生体機能モニターを目的として、生体機能を簡便かつ生体に害を与えずに測定する装置が臨床医療で望まれている。この要望に対し、光計測は非常に有効である。その第一の理由は、生体機能を反映する生体内酸素分圧は生体中の特定色素の濃度に対応し、この色素濃度は光(可視から近赤外領域の波長)吸収量から求められるからである。この特定の色素としては、酸素分圧で光吸収スペクトルが変化することが知られているヘモグロビン(血液中に存在、以下Hbと示す)、チトクロームa₃(細胞内に存在)もしくはミオグロビン(筋肉中に存在)などがある。また、光計測が有効である第二、第三の理由としては、光は光ファイバにより簡便に扱え、さらに安全

2

基準範囲内での使用により生体に害を与えないことが挙げられる。この光計測の利点を利用し、可視から近赤外の波長の光を用いて生体機能を測定する装置が、例えば特開昭57-115232号公報もしくは特開昭63-275323号公報で提示されている。また、生体機能をより正確に計測するためには、生体中の上記色素濃度を断層像として求める必要がある。なぜならば、例えば脳機能計測を目的として頭部を測定する場合、脳機能を直接反映する脳組織(生体表面から10mm以上の深さ)中に存在する色素の濃度を、皮膚・頭蓋骨などの生体表面部(生体表面から10mm以内)に存在する色素の濃度(脳組織中の色素濃度の正確な計測の妨げとなる)とから明確に分離しなければならないからである。このような計測装置としては、生体透過光から断層像をCT画像として求める、いわゆる光CT装置が、例えば、特開昭60-72542号公報もしくは特開昭62-231625号公報に記載されている。また、生体反射光から断層像を求める装置は、例えば、特表平03-505922号公報もしくは特開平04-135551号公報に記載されている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】この生体機能計測装置、特に定常的なモニター装置は病院内の病室もしくは手術室などでベッドサイドで利用される。この場合、装置の設置スペースを最小限にしなければならないため、小型の装置が必要となる。また、定常的なモニターのため、特に手術室での使用では、断層像を実時間で計測・表示しなければならないため、データ処理に簡便さが必要となる。これらの点に関して、上記光CT装置は生体を透過した微弱光を計測するために、特別な高感度光計測装置が必要となり、装置構成の小型化は考慮されていない。さらに、CT画像化にも特別な画像再生処理が必要なため、データ処理の簡便化も考慮されていない。一方、生体反射光量は透過光量に比べて非常に大きいため、反射光による断層像計測には高感度光計測装置が不要となり、この場合装置構成を小型化できる可能性がある。ところが、従来技術の反射光検出型の断層像計測装置では、断層像を求めるために、パルス光(数十ピコ秒)とストリークカメラなどの検出光量の時間依存性を時間分解能数ピコ秒程度で検出する、特別な時間分解光検出器を用いるため装置が大型となる。また、断層像算出のデータ処理についても、逆問題解法を用いるため複雑になり、かつ時間を要する。本発明の目的は、臨床医療で望まれる生体機能断層像計測で必要とされる、装置の小型化、もしくはデータ処理の簡便化を実現する方法および装置を提供する。

【0004】

【課題を解決するための手段】複数の異なる波長領域からなり各々の波長領域内でさらに複数の異なる波長から構成される光を被検体に照射し、被検体から反射される

(3)

特開平7-120384

3

光を検出し被検体表面部分の情報を一つの波長領域の反射光から決定し、この情報を用いて被検体の内部の深い部分の情報を他の波長領域の反射光から順次決定し、被検体の情報を深さ方向の断層像として計測する光計測方法に特徴を有する。また、400nmから2000nmの波長範囲にあり、100nm幅以内の2個以上の異なる波長領域内で、さらに各々の波長領域で2個以上の異なる波長の光からなる光源部と、光源部からの光を被検体に照射する光導入部と、被検体から反射された光を検出する光検出部と、光検出部による検出光データから被検体表面部から内部にかけて順次断層像を各波長領域ごとに算出する演算部と、演算部での演算結果を表示する表示部と、演算結果を記憶する記憶部と、これら各部を制御部とから構成されること光計測装置に特徴がある。さらに、光源部はパルス光を放射する光源であり、検出部は被検体からの反射光量の時間依存性を時間分解能数ピコ秒程度で時間分解計測し、演算部は検出部による検出光データから被検体表面部から内部にかけて順次断層像を各波長領域ごと及び各検出時間ごとに算出する光計測装置、光導入部は光源部から放射される光を被検体の複数部位に実質的に同時に照射し、検出部は各々の光照射位置の近傍の複数の位置で光を検出し、被検体の広い空間領域で被検体内部の断層像を計測する光計測装置に特徴がある。

【0005】

【作用】反射光計測で生体機能の断層像を正確に求めるためには、生体内での光の浸入深さを明らかにすることが不可欠である。そして、この深さが生体による光散乱及び吸収特性、すなわち散乱及び吸収係数に依存し、かつ、これら散乱及び吸収係数が波長変化するならば、波長により光の浸入深さが異なることを利用して、生体表面部から生体機能を順次断層像として決定できることになる。この場合、特定の波長に対する生体の光浸入深さを積極的に利用して、断層像計測において光の浸入深さを求めるための特別な時間分解光検出器が不要となる。その結果、装置は小型となり、また、生体表面部から深さ方向に対して順問題法により断層像を求めることができるため、データ処理が簡便となる。そこで、本発明の科学的基礎となる、生体の散乱及び吸収係数の波長依存性と、散乱及び吸収係数の違いによる光の浸入深さの変化を具体的に明らかにする。まず、生体の散乱及び吸収係数の波長依存性については、例えば、ジェイムス・エル・カラギアネス(James L. Karagiannes)及びツェンヤオ・ツァング(Zengyao Zhang)及びベス・グロスワ

4

イナ(Bess Grossweiner)及びレオナルド・グロスワイナ(Leonard Grossweiner)の「組織及び組織模擬試料の光学への一次元拡散近似の適用(Applications of the 1-D diffusion approximation to the optics of tissues and tissue phantoms)」、1989年6月15日、アプライドオブティクス、第28巻、第12号、第2311~2317項(Applied Optics, 28, 12, 2311 (1989))により報告されている。この散乱及び吸収係数の波長依存性を図1及び図2に子牛脳組織について示す。これらの図から、生体の散乱及び吸収係数が明確に波長変化することが判る。

【0006】次に、散乱及び吸収係数の違いによる生体内での光の浸入深さの変化を理論的に示す。まず、検討する系を図3に示す。生体の散乱及び吸収特性を模擬した生体光学モデル31に光を照射し、光照射位置から30mm離れた場所で反射光を検出する状況を想定する。この反射光が生体光学モデル31内でどの程度の深さまで浸入していたかを明らかにするために、生体光学モデル31中に仮想的に完全吸収板32を深さDに配置する。ここで、この完全吸収板32が無い場合の反射光量をR、完全吸収板32を深さ10mmの位置に配置した場合の反射光量を R_{10} とすると、完全吸収板32が無い場合(実際の生体の状況)の全反射光量に対して、比率 R_{10}/R の光が10mm以内の領域のみを通過して検出されたものであり、また、比率 $(R-R_{10})/R$ の光が10mmより深い領域を通過したものとなる。従って、これらの比率が光の浸入深さを表す指標となる。次に、図3の系での反射光量を、生体中の光散乱・吸収現象を拡散方程式で記述する理論を用いて具体的に求める。入射光として時間的に δ 関数の光を照射した場合の反射光量の時間依存性は、ミカエル・エス・バターソン(Michael S. Patterson)及びビー・チャンス(B. Chance)及びビー・シー・ウィルソン(B.C. Wilson)の「組織光学特性の非侵襲計測に対する時間分解反射率及び透過率(Time resolved reflectance and transmittance for the non invasive measurement of tissue optical properties)」、1989年6月15日、アプライドオブティクス、第28巻、第12号、第2331~2336項(Applied Optics, 28, 12, 2331 (1989))により報告されている。この反射光量の時間依存性 $R(t)$ (t :検出時間(ps))を数1で示す。

【0007】

【数1】

(4)

特開平7-120384

$$R(t) = (4\pi Jc)^{-3/2} t^{-5/2} \exp(-Act) \exp(-X^2/4Jct) \\ \times \{K \exp(-K^2/4Jct) - (2D-K) \exp[-(2D-K)^2/4Jct] \\ + (2D+K) \exp[-(2D+K)^2/4Jct]\},$$

$$J = [1/3(A+S)],$$

$$K = 1/S$$

... (数1)

【0008】数1で、Sは散乱係数、Aは吸収係数、Xは入射・検出位置間の距離(図3では30mm)、Dは完全吸収板32の深さ、cは生体中の光速度(水中での光速度: 0.23mm/psにほぼ等しい)、 π は円周率を示す。前記の図1、図2の散乱及び吸収係数のデータをS及びAとして数1に代入すると、任意の波長での光の浸入深さを求めることができる。ここでは、550及び800nmについて、完全吸収板32が無い場合(すなわち数1でDが十分大きい場合と同等)及び完全吸収板32の深さが10mmの場合を計算する。この計算結果を図4及び図5に示す。これらの図では、横軸は生体光学モデル31に光が照射された時間を原点とする検出時間、縦軸は反射光量の相対値を示す。

【0009】図4から、550nmでは完全吸収板32が無い場合と、10mmの深さにある場合とでは、反射光量はほとんど変化しないため、反射光の全ては表面から深さ10mm以内のものであることが判る。一方図5から、800nmでは完全吸収板32が10mmの深さにある場合の反射光量の全時間積分値は完全吸収板32が無い場合と同様な値の約50%であるため、表面から10mmより深い領域を通過した光も約50%含んでいることが判る。以上の結果から、波長に対する光浸入深さの差異が明確に示された。この現象は、定性的には、散乱及び吸収が強い(すなわち散乱及び吸収係数が大きい)生体内部に深く浸入する光は非常に少なくなり、その結果反射光の大部分は生体表面の浅い部分を通じたものと考えられ、一方、散乱及び吸収係数が小さいと、反射光はある程度内部まで深く浸入した光を含むと考えられる。

【0010】この数1では反射光量を時間分解で計算しているが、得られた結果は時間分解計測に限らず、計算結果を時間積分することで連続光計測にも容易に適用できる。次に、波長による生体の散乱及び吸収係数の違いを利用した断層像算出の概略を示す。散乱及び吸収係数が比較的近い値を示す波長領域、すなわち100nm内程度の範囲であれば光の浸入深さは変化しないと考えられる。そこで、例えば500から600nmの光を複数波長用いて生体表面から10mmの深さ以内の生体機能をまず決定する。次に他の波長領域、例えば750から850nmの波長領域では、その反射光は生体表面から10mmより深い場所を通過するため、既に求められた10mm以内の生体機能の情報を用いて、この波長領域

でさらに10mmより深い場所の生体機能を決定する。この要領で、波長領域をさらに設定することにより、より空間分解能よく断層像の計測が可能となる。

【0011】このように、特定の波長領域に対する生体の光浸入深さを積極的に利用して表面からの情報を順次決定することにより、パルス光源及び時間分解光検出器など特別な装置を必要とせず小型の装置構成で、また、複雑な逆問題解法を用いずに簡便な順問題解法によるデータ処理で断層像計測が可能となる。本発明においては、波長領域により生体内の光浸入深さが異なることを利用して、生体表面部の浅い場所の情報のある特定の波長領域で決定し、この情報を用いて、さらに深い場所の情報を他の波長領域で順次決定することにより、生体の断層像が計測される。

【0012】

【実施例】

(実施例1)本発明の第一の実施例を以下に示す。まず、この装置構成を図6で説明する。波長領域500から600nm内で異なる3波長と、波長領域750から850nm内で異なる3波長の合計6波長で構成される光源部1から放射される光を、波長ごとに順次照射用光ファイバ2で被検体3に照射する。被検体3への光照射位置から、20から40mm内の任意の距離をへだてて配置された検出用光ファイバ4を介して、被検体3からの反射光を光検出部5で検出する。この結果は一番目の波長の反射光量として反射光量記憶部6で記憶される。次に光源部1から放射される波長を二番目の波長に切り替え、一番目の波長と同様に反射光量を計測する。全ての波長に対して同様な反射光量が計測された後、各波長の反射光量は演算部7で断層像として処理され、表示部8で表示されると共に断層像記憶部9で記憶される。この測定の間、制御部10で全ての装置構成要素は制御される。次に、反射光量から断層像を算出する演算部7での処理フローを詳細に示す。波長領域500から600nm内では、前述したように反射光の全ては表面から深さ10mm以内の領域(深さ領域D10)のみを通過したものである。そこで、この波長領域での計測から、深さ領域D10の生体機能を以下の要領で決定する。ここで、光路長及び吸収体の濃度に対して光は指数関数で減少することを示すランバート・ベール則を応用すると、この波長領域の任意の波長($\lambda 1$ とする)の反射光量 $R(\lambda 1)$ は、数2で示される。

(5)

特開平7-120384

7

8

[0013]

* * [数2]

R (11)

$$= I \cdot Q \int_0^L f(L) \exp\{-L[\epsilon_o(\lambda 1) \cdot Co(D10) + \epsilon_d(\lambda 1) \cdot Cd(D10)]\} dL$$

... (数2)

【0014】この数2に含まれる未知数及び定数及び関数を図7で説明する。Co(D10)、Cd(D10)はそれぞれ深さ領域D10の酸素化Hb及び脱酸素化Hbの濃度を、Qはこの波長領域での散乱による光減衰を示す未知数である。ε_o(λ1)、ε_d(λ1)は波長λ1での酸素化Hb及び脱酸素化Hbの吸収係数を、Iは入射光量を示す定数である。また、f(L)はこの波長領域での、検出光に対する被検体3内での光路長Lの分布を表す確率密度関数であり、数2では通常のランバート・ベール則に対する光路長の重み関数となっている。このf(L)は、光路長と被検体3内の光の飛行時間とが一対一に対応していることを利用して、例えばあらかじめ数1で示した計算方法もしくはモンテカルロ法によるシミュレーションで求めておく。このモンテカルロ法シミュレーションは散乱体中の光伝播、特に光路長分布を求める有効な方法である。また、数2では光路長Lを連続変数として扱っているが、これは随時離散的に扱うことも可能である。この数2の未知数はQ、Co(D10)、Cd(D10)の3個である。従って、この波長領域内で異なる3波長λ1、λ2、λ3で反射光量を計測することにより、これら未知数に関する

R (14)

$$= I \cdot Q' \left\{ \int_0^{L_1} f(L) \cdot F(L(D10)) \exp\{-L \cdot F(L(D10)) [\epsilon_o(\lambda 4) \cdot Co(D10) + \epsilon_d(\lambda 4) \cdot Cd(D10)]\} dL + \int_0^{L_2} f(L) \cdot F(L(D20)) \exp\{-L \cdot F(L(D20)) \times [\epsilon_o(\lambda 4) \cdot Co(D20) + \epsilon_d(\lambda 4) \cdot Cd(D20)]\} dL \right\}$$

... (数3)

【0017】この数3に含まれる未知数及び定数及び関数を図8で説明する。Co(D20)、Cd(D20)はそれぞれ深さ領域D20に含まれる酸素化Hb及び脱酸素化Hbの濃度を、Q'は波長領域750から850nm内での散乱による光減衰を示す未知数である。ε_o(λ4)、ε_d(λ4)は波長λ4における酸素化Hb及び脱酸素化Hbの吸収係数を示す定数である。f(L)はこの波長領域での検出光に対する被検体3内での光路長Lの分布を表す確率密度関数である。また、F(L(D10))、F(L(D20))は、光路長Lの検出光が深さ領域D10及びD20を通過する割合を示す。例えば、光路長Lで検出された光の、深さ領域D10内の光路長がy1+y3、深さ領域D20内の光路長がy2ならば、これらは、y1+y2+y3=Lの関係式を充たし、F(L(D10))=(y1+y3)/L及びF(L(D20))=y2/Lとなる。このF(L(D10))及びF(L(D20))はあらかじめモンテカルロ法シミュレーションで求めておく。この数3で、Co(D10)及びCd(D10)の値は既知となっているため

※る、数2と同様な3個の独立な関係式が得られるため、これら未知数を全て容易に決定できる。

【0015】得られたCo(D10)及びCd(D10)の値は、深さ領域D10の生体機能を示す酸素分圧に対応する。この対応は、例えば、日本国の医学書院による1985年発行の山林一等編集による著書「血液ガス—わかりやすい基礎知識と臨床応用—第2版」に記述されている方法で実効できる。次に、求められたこの深さ領域D10の生体機能の情報を用いて、深さ領域10から20mm以内(深さ領域D20)の生体機能を、波長領域750から850nm内の異なる3波長で決定する。この波長領域での反射光は、前述したように10mmよりも深い領域を通過した光を約50%含むため、この波長領域の光を用いることで深さ領域D20の生体機能を計測することが可能となる。ここで、この波長領域内の任意の波長(λ4とする)の反射光量R(λ4)は、数2の類推から数3で示される。

[0016]

[数3]

に、この場合も、未知数はQ'、Co(D20)、Cd(D20)の3個である。従って、この波長領域内で異なる3波長により反射光量を計測することで、深さ領域D20の生体機能を深さ領域D10の場合と同様に決定できる。以上の結果から、深さ領域を2分割とした断層像が得られる。また、計測の波長領域をさらに増加させることにより、深さ領域の分割数をさらに増加させ空間分解能よく計測することも可能となる。

【0018】(実施例2)次に本発明の第二の実施例を示す。この実施例では、本発明を時間分解計測と組み合わせる。この場合、装置構成の小型化には適さないが、反射光の情報をより多く利用できるため、空間分解能の精度が向上する。また、本発明の方法によりデータ処理は簡便となるため、実時間で高空間分解能の計測が必要な場合に有効である。この第二の実施例の装置構成を図9で示す。波長領域500から600nm内で異なる3波長と、波長領域750から850nm内で異なる3波長の

(6)

特開平7-120384

9

10

計6波長で構成され、パルス幅数十ピコ秒の光を放射するパルス光源部11からの光を順次照射用光ファイバ2で被検体3に照射する。被検体3への照射位置から、20から40mm内の任意の距離をへだてて配置された検出用光ファイバ4を介して、被検体3からの反射光を時間分解光検出部12で検出する。この結果は、一番目の波長の反射光量の時間依存性として反射光記憶部6で記憶される。次にパルス光源部11から放射される波長を二番目の波長に切り替え、一番目の波長と同様に反射光量の時間依存性を計測する。全ての波長に対して同様な反射光量が計測された後、各波長の反射光量の時間依存性は、演算部7で断層像として処理され、その結果は表示部8で表示されると共に断層像記憶部9で記憶され*

$$R(T1, \lambda1)$$

$$= I \cdot Q_1 \int_0^{\infty} f(T1, L) \exp\{-L[\epsilon_o(\lambda1) \cdot Co(D02) + \epsilon d(\lambda1) \cdot Cd(D02)]\} dL$$

【0020】この数4に含まれる未知数及び関数を説明する。Co(D02)、Cd(D02)はそれぞれ深さ領域D02に含まれる酸素化Hb及び脱酸素化Hbの濃度を、Q₁は波長領域500から600nmで、かつ時間領域T1での散乱による光減衰を示す未知数である。f(T1, L)は、この波長領域で、かつ時間領域T1での検出光に対する被検体3内での光路長Lの分布を表す確率密度関数である。この数4に含まれる3個の未知数は、この波長領域内の異なる3波長による反射光量を時間領域T1で計測することで求められる。そして、実施例1と同様に深さ領域D02の生体機能を決定できる。次に、求められたこの深さ※

$$R(T2, \lambda1)$$

$$= I \cdot Q_2 \left\{ \int_0^{\infty} f(T2, L) \cdot F(T2, L(D02)) \exp\{-L \cdot F(T2, L(D02))\} \times [\epsilon_o(\lambda1) \cdot Co(D02) + \epsilon d(\lambda1) \cdot Cd(D02)] \right\} dL \\ + \int_0^{\infty} f(T2, L) \cdot F(T2, L(D04)) \exp\{-L \cdot F(T2, L(D04))\} \times [\epsilon_o(\lambda1) \cdot Co(D04) + \epsilon d(\lambda1) \cdot Cd(D04)] \right\} dL \quad \dots \quad (数5)$$

【0022】この数5に含まれる未知数及び関数を説明する。Co(D04)、Cd(D04)はそれぞれ深さ領域D04に含まれる酸素化Hb及び脱酸素化Hbの濃度を、Q₂は波長領域500から600nmで、かつ時間領域T2での散乱による光減衰を示す未知数である。f(T2, L)は、この波長領域、かつ時間領域T2での検出光に対する被検体3内での光路長Lの分布を表す確率密度関数である。また、F(T2, L(D02))、F(T2, L(D04))は、この波長領域で、かつ時間領域T2で、光路長Lの検出光が深さ領域D02及びD04を通過する割合を示す。この数5で、Co(D02)及びCd(D02)の値は既知となっているために、この場合も、未知数はQ₂、Co(D04)、Cd(D04)の3個である。従って、この波長領域、かつ時間領域T2で異なる3

*る。この測定の間、制御部10で全ての装置構成要素は制御される。次に断層像を算出する演算部7の処理フローを詳細に示す。まず、波長領域500から600nm内で異なる3波長により、表面から10mm以内の断層像を詳細に算出する。ここで、表面から深さ2mm以内領域(深さ領域D02)の生体機能の情報は、例えば反射光量の時間依存性を示す図10において、検出時間が早い(従って光路長が短い)時間t0からt1の領域(時間領域T1)に含まれている。この時間領域T1で、かつこの波長領域内の任意の波長λ1の反射光量R(T1, λ1)は数4で示される。

【0019】

【数4】

... (数4)

※領域D02の生体機能の情報を用いて、深さ領域2から4mm以内(深さ領域D04)の生体機能を、この500から600nmの波長領域内で、かつ図10において検出時間がt1からt2の領域(時間領域T2)の反射光量から求める。先程の時間領域T1よりも遅れた、すなわちより光路長の長い検出光は深さ領域D04を通過した光も含むため、この時間領域T2の検出光から深さ領域D04の生体機能を計測することが可能となる。ここで、この時間領域T2の反射光量R(T2, λ1)は数5で示される。

【0021】

【数5】

波長で反射光量を計測することで、深さ領域D04の生体機能を深さ領域D02の場合と同様に決定できる。以下、この波長領域500から600nm内で、他の時間領域T3、T4における反射光量を利用して同様な操作を繰り返すことにより、10mm以内の断層像が決定される。次に、この10mm以内の断層像を利用して、波長領域750から850nm以内での異なる3波長による計測結果から、表面部10から20mm以内の生体機能を同様にして詳細に決定できる。

【0023】(実施例3)本発明による第三の実施例を示す。ここでは、被検体の複数部位に光を同時に照射し、各々の照射位置近傍の複数位置での反射光量の計測から被検体の広い空間領域で断層像を求める。この第三の実

11

施例の装置構成を図11に示す。波長領域500から600nm内で異なる3波長と、波長領域750から850nm内で異なる3波長の計6波長からなる光源部1からの光を、順次照射用光ファイバ束21表面に一樣な強度で導入する。この照射用光ファイバ束21として、例えばコア径10 μ mのファイバを複数本束にして合計3mm ϕ としたものを用いる。この照射用光ファイバ束21の他端は、この光ファイバ束を構成している個々の光ファイバの総本数をp等分したもので、それぞれ被検体3の周囲に配置する。この照射用光ファイバ束21の被検体3側の端を、照射用光ファイバ束21-1から21-pと示す。これら照射用光ファイバ束21-1から21-pの周囲に配置された検出用光ファイバ22-1から22-2pを介して、反射光量をマルチチャンネル光検出部23で、おのおのの検出用光ファイバに対して独立に検出する。各々の検出部位に対して独立に反射光量を検出する。これらの検出光量は第一番目の計測波長に対する反射光量として反射光量記憶部6で記憶される。次に光源部1から放射される波長を二番目の波長に切り替え、一番目の波長の場合と同様に計測する。全ての波長に対して同様な反射光量が計測された後、各波長の反射光量は演算部7で断層像として処理され、その結果は、広い空間領域の断層像として表示部8で表示されると共に断層像記憶部9で記憶される。この測定の間、制御部10で全ての装置構成要素は制御される。

【0024】次に、広い空間領域での断層像の算出方法を示す。図12に、照射用ファイバ束21-1から21-pと、検出用光ファイバ22-1から22-2pの一部分を示す。ここで、照射用光ファイバ束21-1から被検体3に照射され、検出用光ファイバ22-1及び22-2で検出された光は、それぞれ空間領域1及び空間領域2を通過したものである。また、照射用光ファイバ束21-2から被検体3に照射され、検出用光ファイバ22-3及び22-4で検出された光は、それぞれ空間領域3及び空間領域4を通過したものである。このように、個々の検出用光ファイバがそれぞれ異なる特定の空間領域に対応する。そこで、個々の検出用光ファイバが対応する空間領域ごとに、実施例1で示した方法で生体

(7)

特開平7-120384

12

機能の断層像を求め、全ての空間領域で得られた結果を組み合わせて最終的に広い空間領域の断層像を求める。

【0025】

【発明の効果】特定の波長領域に対する生体の光浸入深さを利用して、生体表面から内部にかけて生体機能を順次決定することにより、小型の装置構成で、もしくは簡便なデータ処理で生体機能の断層像の計測が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】生体の散乱係数の波長依存性を示す図。

【図2】生体の吸収係数の波長依存性を示す図。

【図3】生体内の光浸入深さを理論的に検討する系を示す図。

【図4】波長550nmに対する生体光学モデルからの反射光量時間依存性を示す図。

【図5】波長800nmに対する生体光学モデルからの反射光量時間依存性を示す図。

【図6】本発明による第一の実施例の装置構成を示す図。

【図7】被検体内の深さ10mm以内の光路を模式的に示す図。

【図8】被検体内の深さ20mm以内の光路を模式的に示す図。

【図9】本発明による第二の実施例の装置構成を示す図。

【図10】第二の実施例における時間領域を示す図。

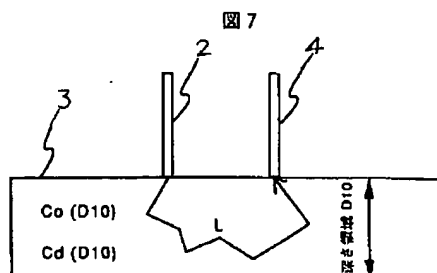
【図11】本発明による第三の実施例の装置構成を示す図。

【図12】第三の実施例において検出用光ファイバと空間領域との対応を示す図。

【符号の説明】

1…光源部、2…照射用光ファイバ、3…被検体、4…検出用光ファイバ、5…光検出部、6…反射光量記憶部、7…演算部、8…表示部、9…断層像記憶部、10…制御部、11…パルス光源部、12…時間分解光検出部、21…照射用光ファイバ束、22-1～22-2p…検出用光ファイバ、23…マルチチャンネル光検出部、31…生体光学モデル、32…完全吸収板。

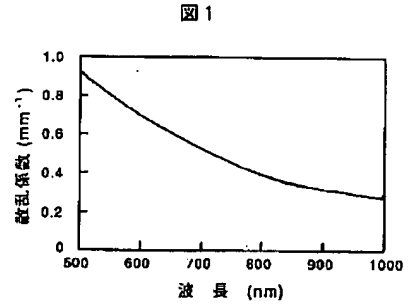
【図7】



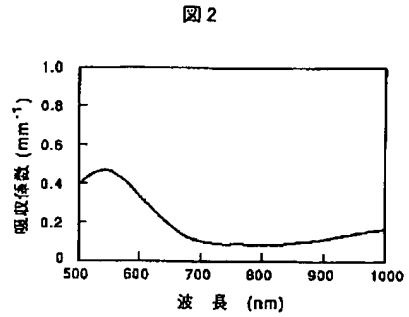
(8)

特開平7-120384

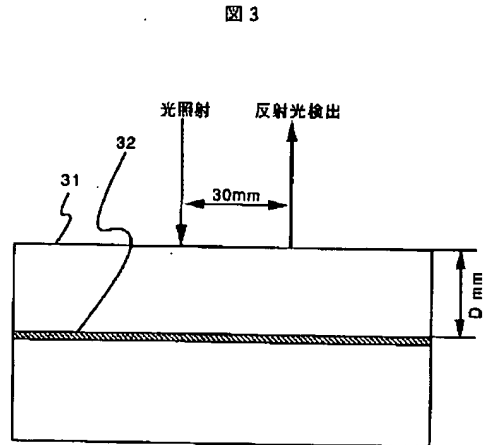
【図1】



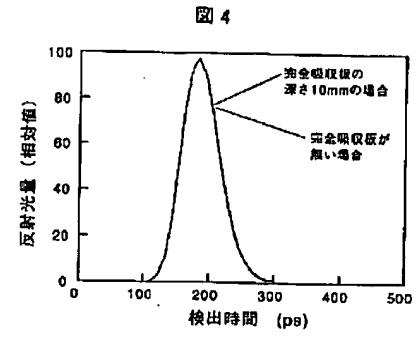
【図2】



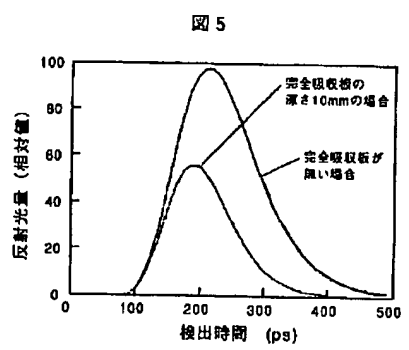
【図3】



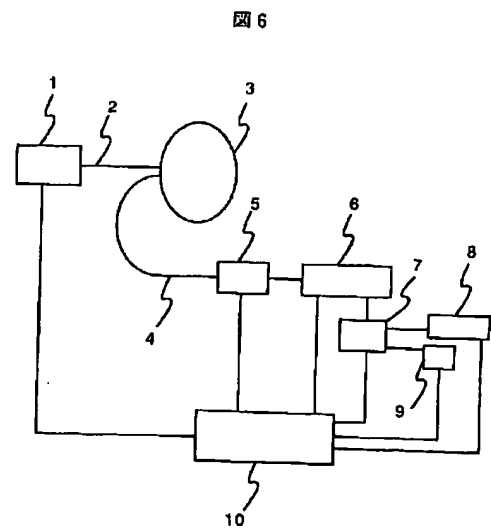
【図4】



【図5】



【図6】

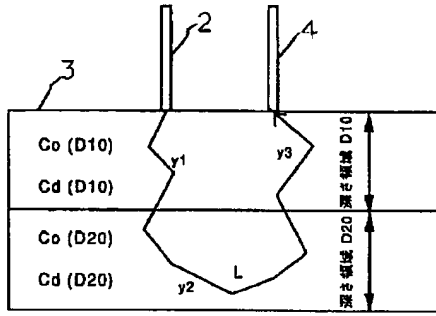


(9)

特開平7-120384

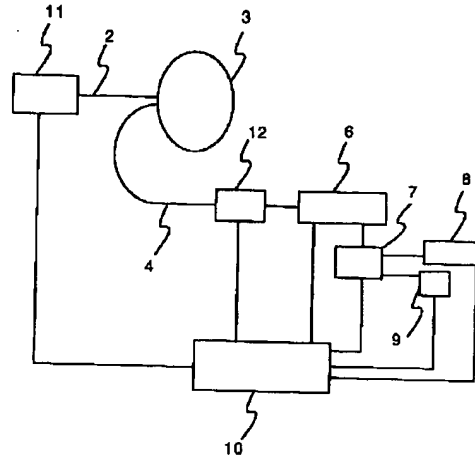
【図8】

図8



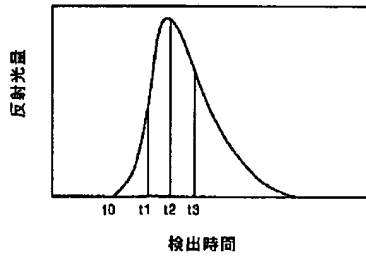
【図9】

図9



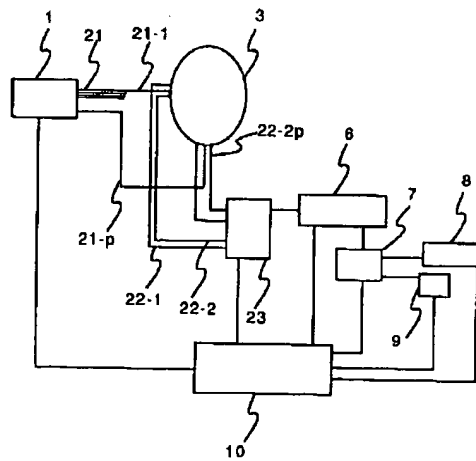
【図10】

図10



【図11】

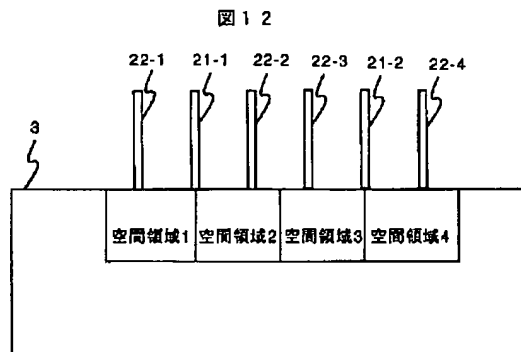
図11



(10)

特開平7-120384

【図12】



フロントページの続き

(72)発明者 川口 文男

東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 伊藤 嘉敏

東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 篠原 幸人

神奈川県伊勢原市下粕屋143番地 学校法
人東海大学医学部内

(72)発明者 高木 繁治

神奈川県伊勢原市下粕屋143番地 学校法
人東海大学医学部内

(72)発明者 灰田 宗孝

神奈川県伊勢原市下粕屋143番地 学校法
人東海大学医学部内

(72)発明者 篠原 伸顕

神奈川県伊勢原市下粕屋143番地 学校法
人東海大学医学部内